

DT06 Rec'd PCT/PTO 0 2 MAR 2005

DISPOSITIF ET PROCÉDÉ POUR LA MESURE DE L'ÉLASTICITÉ
D'UN ORGANE HUMAIN OU ANIMAL ET L'ÉTABLISSEMENT D'UNE
REPRÉSENTATION À DEUX OU TROIS DIMENSIONS DE CETTE
ÉLASTICITÉ

5

10

15

La présente invention concerne un dispositif et un procédé pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore et l'établissement consécutif d'une représentation à deux ou trois dimensions de l'élasticité. Elle s'applique en particulier, mais non exclusivement, à la mesure de l'élasticité d'un sein humain, l'intérêt de cette technique est que le caractère pathologique des tissus est souvent relié à leur élasticité.

20

25

On connaît dans l'art antérieur la demande de brevet français FR 2733142 qui divulgue un dispositif de mesure d'élasticité réalisant une mesure à 2 dimensions mais également apte à réaliser une mesure à trois dimensions. Néanmoins, ce dispositif ne dispose pas d'un moyen de balayage apte à effectuer le balayage de la ou les barrettes suivant deux directions perpendiculaires.

30

On connaît par ailleurs les brevets américains US 6176827, US 5099848, US 2002/010398, US 6277074, US 5474070 qui divulguent tous des solutions pour faire uniquement une mesure à deux dimensions, avec parfois une barrette fixe (cf. US 6176827)

À l'heure actuelle, il n'existe pas sur le marché de dispositifs ultrasonores de mesure de l'élasticité permettant de visualiser ladite mesure en deux ou trois dimensions.

5

Par ailleurs, concernant la mesure d'élasticité à deux dimensions, on connaît l'article " Shear Modulus Imaging with 2D Transient Elastography " par Sandrin, L., Tanter, M., Catheline, S., and Fink, M., Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control., vol. 49 (4), pp. 426-435 (2002) décrivant une technique de mesure de l'élasticité et la représentation à deux dimensions de cette mesure. La résolution du problème inverse, c'est-à-dire consistant à remonter aux paramètres qui décrivent le milieu viscoélastique que l'on cherche à mesurer, est ici imparfaite car le déplacement n'est pas connu dans les trois directions de l'espace. En effet, selon les algorithmes de calcul liés aux mesures effectuées par le dispositif présenté dans cet article, les opérateurs seront obligés de formuler des hypothèses pour résoudre les calculs d'élasticité, mais la pratique a démontré que ces hypothèses sont rarement justifiées.

10

15

20

25

30

On connaît également la demande internationale de brevet N°WO 0070362 qui décrit un système utilisant l'élastographie par résonance magnétique (ERM), dans laquelle une zone viscoélastique (telle que la poitrine humaine) est excitée par des ondes mécaniques. L'objet de cette invention se base sur l'hypothèse que les résultats des mesures par ERM sont les solutions indépendantes du temps des équations différentielles partielles décrivant avec exactitude le comportement d'ondes mécaniques dans un matériau

viscoélastique (y compris pour des ondes longitudinales et dans un environnement réfléchissant). Pour cela, le module de Young contenu dans ces équations peut être calculé. De plus, il est proposé ici d'utiliser (de façon prédominante) des ondes longitudinales, celles-ci étant capables de pénétrer dans la poitrine humaine, ce qui n'est pas le cas des ondes transversales.

Dans le dispositif de cette demande de brevet, l'obtention de la carte d'élasticité nécessite beaucoup de temps. Par ailleurs, le coût de mise en œuvre de ce dispositif est très élevé.

En outre, il est clair que mesurer l'élasticité sur des dimensions plus importantes constitue un avantage considérable, cette amélioration significative de l'état de l'art étant obtenue grâce au dispositif selon l'invention.

L'art antérieur est aussi constitué par la demande internationale de brevet N°FR 9903157 qui décrit un procédé d'imagerie pour observer la propagation d'une onde impulsionnelle de cisaillement basse fréquence simultanément en une multitude de points d'un milieu viscoélastique diffusant. À cet effet, on émet, dans ce dispositif, à cadence ultrarapide des ondes ultrasonores de compression qui permettent d'obtenir une succession d'images du milieu, puis on traite en temps différé les images ainsi obtenues par intercorrélation, pour déterminer en chaque point de chaque image les mouvements du milieu lors de la propagation de l'onde de cisaillement.

Cette invention ne donne pas satisfaction car elle nécessite d'envisager deux hypothèses :

- la dérivée seconde du déplacement est considérée nulle dans la direction orthogonale au plan,

- le milieu est supposé parfaitement incompressible.

L'invention a donc plus particulièrement pour but de remédier aux inconvénients des systèmes de l'art antérieur. Elle propose à cet effet un dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, en particulier d'un sein, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore et l'établissement consécutif d'une représentation à deux ou trois dimensions de l'élasticité, comprenant au moins une barrette ultrasonore (1) comprenant une pluralité de transducteurs (12), ou analogue, un moyen d'excitation apte à générer et délivrer une sollicitation basse fréquence, directe ou indirecte, un moyen d'acquisition des signaux ultrasonores, un moyen de commande et de traitement des données, tels qu'un ordinateur, caractérisé en ce qu'il comprend un moyen de balayage apte à effectuer un balayage de la susdite barrette (1) à une dimension (1D) ou deux dimensions (2D) suivant deux directions perpendiculaires, et ainsi obtenir respectivement une représentation de la mesure d'élasticité à deux (2D) ou trois dimensions (3D).

Grâce à ces particularités, l'invention permet donc de proposer un dispositif qui permet d'obtenir une cartographie de l'élasticité du milieu à mesurer en deux ou trois dimensions, grâce à un système relativement simple et peu coûteux relativement aux solutions existantes.

Avantageusement, la barrette ultrasonore comprendra une pluralité de transducteurs destinés à l'acquisition des signaux ultrasonores.

5 Selon une possibilité offerte par l'invention, le moyen de d'excitation consistera en une vibration mécanique qui pourra être transversale, longitudinale ou plus généralement un mélange des deux.

10 Avantageusement, le moyen d'excitation pourra consister en un ou plusieurs transducteurs d'hyperthermie car l'élévation de la température engendre des déplacements sur les images ultrasonores, soit avec le(s) transducteur(s) utilisé(s) pour
15 l'acquisition des signaux ultrasonores soit un ou plusieurs transducteurs disposés autour du milieu viscoélastique. De la même manière, le moyen d'excitation pourra également consister en des mouvements internes du corps humain ou animal, tels que
20 par exemple les battements cardiaques.

 Selon une autre possibilité offerte par l'invention, le moyen d'excitation consistera en une palpation à distance en utilisant la pression de
25 radiation, soit avec le(s) transducteur(s) utilisé(s) pour l'acquisition des signaux ultrasonores soit un ou plusieurs transducteurs disposés autour du milieu viscoélastique.

30 Avantageusement, le dispositif selon l'invention sera commandé par au moins un moyen de commande, par exemple un ordinateur, un micro-ordinateur ou une unité centrale.

Avantageusement, la barrette ultrasonore sera une barrette 1,5 D ou un transducteur étoilé permettant de focaliser en une pluralité de différents points d'élévation ; dans ce cas, le balayage étant
5 réalisée par focalisation ultrasonore.

Il convient ici de rappeler qu'une barrette 1,5 D, ainsi dénommée dans le domaine technique de l'invention, est une barrette apte non seulement à
10 focaliser suivant un plan mais également en élévation par rapport à ce plan, dans l'exemple selon le plan horizontal parallèle au précédent et légèrement décalé.

On rappelle également, dans un souci de faciliter la compréhension de l'invention, qu'une
15 barrette échographique à 0 D émet suivant une dimension linéaire x, qu'une barrette 1 D émet suivant un plan à deux dimensions x, y et enfin qu'une barrette 2 D, constituée habituellement par une multitude de
20 transducteurs ultrasonores de forme carrée répartis suivant une matrice à 2 D, permet d'émettre des ultrasons dans un volume suivant les trois dimensions x, y et z.

Selon un mode d'exécution de l'invention, l'espace existant entre la barrette ultrasonore et le
25 susdit milieu viscoélastique sera constitué au moins en partie par de l'eau ou tout autre élément apte à assurer le libre passage des ondes ultrasonores.

Avantageusement, l'ensemble constitué des
30 transducteurs ultrasonores et de leur électronique embarquée sera relié au moyen de commande et de

traitement par une liaison numérique à très haute vitesse, par exemple de type LVDS.

5 Selon un mode d'exécution de l'invention, le dispositif selon l'invention comprendra deux barrettes ultrasonores.

10 Selon un mode de réalisation du dispositif de l'invention, les deux barrettes seront immergées dans un récipient hermétique rempli d'un liquide, par exemple de l'eau.

15 Avantageusement, le récipient hermétique sera relié à un moyen de rotation apte à faire tourner ledit récipient.

20 Selon une possibilité offerte par l'invention, le récipient hermétique pourra comprendre une pluralité d'orifices dans lesquelles sont introduits respectivement un vibreur mécanique et/ou un transducteur ultrasonore.

25 Avantageusement, les orifices sur ou dans le boîtier hermétique seront situés à 90° (degrés) les uns des autres ou l'un de l'autre.

30 Selon un autre mode d'exécution de l'invention, le dispositif selon l'invention comprendra trois barrettes aptes respectivement à mesurer les vitesses tissulaires suivant les directions y, x et z.

 L'invention concerne également un procédé pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, en particulier d'un sein, ou plus généralement

tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore et l'établissement consécutif d'une représentation à deux ou trois dimensions de l'élasticité, comprenant au moins une barrette ultrasonore (1), ou analogue, un moyen d'excitation apte à engendrer des déplacements basses fréquences, un moyen d'acquisition des signaux ultrasonores, un moyen de commande et de traitement des données, tels qu'un ordinateur, un moyen de balayage apte à effectuer un balayage de la susdite barrette (1) à une dimension (1D) ou deux dimensions (2D), et ainsi obtenir respectivement une représentation de la mesure d'élasticité à deux (2D) ou trois dimensions (3D), caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- génération d'une sollicitation, ou signal, basse fréquence et acquisition de signaux ultrasonores,
- déplacements de la barrette grâce au moyen de balayage, suivant deux directions perpendiculaires,
- calcul des images ultrasonores,
- calcul des vitesses tissulaires,
- inversion des données consistant à récupérer les paramètres qui décrivent ledit milieu viscoélastique.

Avantageusement, l'étape de déplacements de la barrette sera répétée autant de fois nécessaire à l'acquisition de l'ensemble des données ultrasonores avant de passer à l'étape de calcul des images ultrasonores.

Il doit être noté que l'étape d'acquisition des données ultrasonores permet également d'acquérir

les données nécessaires à l'obtention d'une image ultrasonore classique, c'est-à-dire utilisant un "beamforming" classique. En effet, la ou les images ainsi obtenues constituent une information pertinente à 2D ou à 3D sur la morphologie de l'organe étudié, cette information est tout à fait complémentaire du paramètre d'élasticité.

Avantageusement, au cours de l'étape de calcul des vitesses tissulaires, les dérivées seconde de la composante longitudinale de cette vitesse suivant les trois directions orthogonales de l'espace peuvent être mesurées.

De la même manière, au cours de l'étape de calcul des vitesses tissulaires, les dérivées spatiales des trois composantes, suivant les trois directions de l'espace, de ladite vitesse peuvent être mesurées.

Des modes d'exécution de l'invention seront décrits ci-après, à titre d'exemple non limitatif, avec référence aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 illustre le déplacement d'une barrette échographique du dispositif selon l'invention muni d'un moyen de balayage mécanique simple ;

- la figure 2 illustre le déplacement d'une barrette échographique du dispositif selon l'invention muni d'un moyen de balayage mécanique double ;

- la figure 3 illustre le fonctionnement d'une barrette 1,5 D du dispositif selon l'invention muni d'un moyen de balayage par focalisation ultrasonore en élévation ;

5

- la figure 4 illustre le dispositif selon l'invention muni d'une barrette 1,5 ou 1,75 D, apte à focaliser en élévation ;

10

- la figure 5 illustre le dispositif selon l'invention muni d'un transducteur étoilé dans lequel les transducteurs sont répartis spatialement ;

15

- La figure 6 illustre le dispositif selon l'invention en train de mesurer l'élasticité du sein d'une patiente ;

20

- La figure 7 illustre schématiquement un mode de réalisation du dispositif selon l'invention.

25

Les figures annexées ne représentent pas le dispositif complet. Ce dispositif comprend les éléments usuels pour réaliser des mesures d'élasticité d'un organe humain ou animal, c'est-à-dire notamment au moins une barrette, ou sonde, ultrasonore comportant une pluralité de transducteurs, un équipement électronique apte à assurer l'acquisition des signaux ultrasonores, un moyen de commande et de traitement des données tels qu'un ordinateur ou analogue et un moyen d'excitation apte à engendrer des déplacements basse fréquence.

30

L'invention se rapporte à l'utilisation d'un moyen de balayage mécanique qui permet d'assurer

le balayage de la susdite barrette ultrasonore. Ceci permet, grâce au procédé de l'invention, de mesurer des paramètres qui ne sont pas accessibles avec les dispositifs de l'art antérieur, notamment celui décrit dans le brevet N°FR 9903157. Les paramètres ainsi obtenus sont la dérivée seconde du déplacement suivant l'élévation, c'est-à-dire la direction perpendiculaire au plan de l'image, et les deux composantes manquantes du vecteur déplacement.

Dans la suite, on a choisi d'illustrer l'invention en prenant comme organe humain ou animal, un sein mais tout autre organe, idéalement statique, pourra faire l'objet d'une mesure d'élasticité grâce au dispositif et au procédé selon la présente invention à condition, bien entendu, de présenter un signal ultrasonore après qu'il ait été illuminé à l'aide de signaux ultrasonores. Néanmoins, dans le cas où les mouvements internes du corps ne peuvent constituer une sollicitation basse fréquence utilisable pour le procédé, il est préférable que cet organe soit immobile pour ne pas perturber la mesure.

Le procédé selon l'invention réalise les étapes ci-après selon l'ordre chronologique suivant :

1. génération d'une sollicitation, ou signal, basse fréquence,
2. acquisition des données ultrasonores,
3. déplacement de la barrette grâce au moyen de balayage,
4. calcul des images ultrasonores,
5. calcul des vitesses tissulaires, également dénommé déplacement entre images successives,

6. éventuellement calcul des vitesses de déformation tissulaires,

7. enfin, inversion des données, ce qui permet de récupérer les paramètres du milieu mesuré.

5 Il doit être noté que les étapes de calcul, soit les étapes 4 à 6, peuvent commencer dès lors que la barrette ultrasonore balaye le milieu viscoélastique, c'est-à-dire que ces étapes ont lieu idéalement pendant le déplacement de ladite barrette.

10 Au cours de l'étape de génération de la sollicitation, ou signal, basse fréquence, un signal basse fréquence est transmis au moyen d'excitation de préférence juste après le début des acquisitions
15 ultrasonores. Ce signal a une fréquence, f , comprise entre 5 Hz et 1000 Hz. La vibration basse fréquence entraîne la propagation dans les tissus du milieu viscoélastique d'ondes élastiques basse fréquence dont la propagation dépend de l'élasticité du milieu.

20 Les différents moyens utilisables afin d'engendrer des déplacements basse fréquence peuvent consister en une vibration mécanique, réalisée par un vibreur pouvant être notamment une ou plusieurs plaques
25 vibrantes 20, piston(s) et/ou barre(s). De la même manière, le moyen d'excitation apte à générer une onde de cisaillement pourra consister en une palpation à distance en utilisant la pression de radiation soit avec le(s) transducteur(s) utilisé(s) pour
30 l'acquisition des signaux ultrasonores, soit un ou plusieurs transducteurs disposés autour de l'objet à imager.

Au cours de l'étape d'acquisition des données ultrasonores, N acquisitions ultrasonores sont réalisées à une cadence $1/T$ typiquement comprise entre 100 Hz et 100 000 Hz. L'acquisition des données ultrasonores se fait en émettant avec les transducteurs ultrasonores une impulsion ultrasonore brève qui est réfléchiée par les particules contenues dans le milieu. Le signal ultrasonore, dénommé « speckle », est enregistré par les mêmes transducteurs ultrasonores sur une durée pouvant varier entre 1 μ s et 10 ms. Cette opération est répétée un nombre N de fois à la cadence $1/T$.

Ensuite survient l'étape de déplacement de la barrette échographique ou ultrasonore. À ce niveau, le balayage consistant à déplacer ladite barrette sera réalisé de trois manières différentes en fonction du nombre et du type de barrette ultrasonore utilisée.

Ainsi, le dispositif selon l'invention pourra notamment être équipé avec :

- une seule barrette ultrasonore unidirectionnelle 1,
- deux barrettes ultrasonores 5, 6 ou une barrette déplacée alors suivant deux axes,
- une barrette ultrasonore de type 1,5 D 9.

Dans le cas d'une seule barrette ultrasonore unidirectionnelle 1, représenté sur la figure 1, la barrette échographique 1 est déplacée d'une distance comprise entre 10 μ m et 10 mm. On réalise au minimum un balayage suivant une direction. Par exemple on balaye suivant la direction z, constitué

par le plan 2, en se déplaçant de Δz , constitués sur la figure par les deux plans 3 et 4.

Dans le cas de deux barrettes ultrasonores 5 et 6, représenté sur la figure 2, ou équivalent à une barrette déplacée suivant deux axes 7 et 8, deux barrettes 5 et 6 sont utilisées (ou une seule successivement). Ce balayage permet d'accéder à toutes les composantes du vecteur vitesse tissulaire.

Dans le cas d'une barrette ultrasonore de type 1,5 D 9, représentée sur la figure 3, le balayage mécanique est évité, le résultat étant le même avec un transducteur étoilé ; ces deux éléments permettant de focaliser en trois différents points d'élévation. Dans le cas d'une barrette 1.5D 9, le déplacement suivant z est obtenu en modifiant les lois de focalisation de manière à changer l'élévation du plan de l'image.

Au cours de l'étape de calcul des images ultrasonores, Les images ultrasonores sont construites en utilisant un algorithme de sommation-retard comme celui décrit dans le brevet N°FR 9903157 précédemment mentionné ou d'autres types de « beamforming » rapide comme par exemple la technique dans l'espace des fréquences spatiales (voir article de Lu, J., « 2D and 3D High Frame Rate Imaging with Limited Diffraction Beams », IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr., vol. 44, N°4, 1997.).

Au cours de l'étape de calcul des vitesses tissulaires, également dénommé déplacement entre images successives, les vitesses tissulaires ou déplacements entre deux tirs ultrasonores successifs, mais non

nécessairement consécutifs, sont mesurées soit par intercorrélation, décrite dans le brevet N°FR 9903157, par Doppler, soit par autocorrélation, décrite notamment dans l'article de Kasai C., Namekawa K., Koyano A. et Omoto R. "Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique", IEEE Trans. Sonics Ultrason., vol. 35, pp. 458-464 (1985), et plus généralement par tout autre technique de mesure des déplacements.

En utilisant un balayage mécanique simple représenté sur la figure 1, on accède au moins à la composante suivant x de la vitesse tissulaire V_x en chaque point du milieu situé dans la zone imagée. En utilisant un algorithme du type de celui décrit dans les articles de Konofagou, E. E., Ophir, J., "A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues", *Ultrasound in Med. & Biol.* 24, No 8, pp. 1183-1199 (1998) et Tanter, M., Bercoff, J., Sandrin, L., Fink, M., « Ultrafast compound imaging for 2D motion vector estimation : application to transient elastography », *Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.*, on peut accéder également à la composante latérale de la vitesse tissulaire V_y . En utilisant un double balayage mécanique tel que représenté sur la figure 2, on accède aux trois composantes de la vitesse tissulaire : la barrette 6 permet de mesurer V_x et V_y et la barrette 5 permet de mesurer V_y et V_z . La précision sur l'estimation de V_y est augmentée en calculant la demi-somme des estimations avec les deux barrettes 5 et 6.

Au cours de l'étape optionnelle de calcul des vitesses de déformation tissulaires, la vitesse de déformation tissulaire est obtenue en dérivant V_z , également noté $v(z,t)$ suivant la direction de la composante considérée, ici par rapport à la profondeur :

$$\varepsilon_i(z,t) = \frac{\partial v_i(z,t)}{\partial t}$$

avec $i = x, y$ ou z

L'étape d'inversion des données consiste à remonter ou récupérer les paramètres qui décrivent le milieu viscoélastique. Si on considère le milieu linéaire et isotrope, ces paramètres sont au nombre de deux. On peut choisir le module de cisaillement μ et le module de compression λ . En pratique dans les tissus mous λ est de l'ordre du Gpa et varie très peu. μ est de l'ordre du Kpa. L'élasticité ou module d'Young est égale en première approximation à 3μ . Ainsi, il convient de déterminer le module de cisaillement μ qui constitue le paramètre le plus significatif du milieu viscoélastique mesuré.

Dans le cas d'un balayage mécanique simple, c'est-à-dire comportant une barrette unidirectionnelle 1, toutes les composantes du vecteur vitesse tissulaire ne sont pas connues. Les données peuvent être inversées en utilisant l'équation suivante :

$$\rho \frac{\partial^2 v_i}{\partial t^2} = \mu(x,y,z) \left[\frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_i}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_i}{\partial z^2} \right]$$

où $i = x, y$ ou z

Pour poser l'équation ci-dessus, il a été nécessaire de faire l'hypothèse que les ondes

élastiques parcourant le milieu sont purement des ondes de cisaillement. En pratique, cette hypothèse est fausse car les tissus ne sont pas parfaitement incompressibles, ce qui a pour conséquence que toute onde de cisaillement s'accompagne nécessairement d'une onde de compression.

Le paramètre recherché, $\mu(x,y,z)$, est obtenu en discrétisant cette équation. En élastographie, on dispose en général d'une des trois coordonnées v_x , v_y ou v_z . Supposons que ce soit v_x . Pour discrétiser cette équation il faut pouvoir calculer les dérivées secondes dans les trois directions et en temps :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial^2 v}{\partial^2 x^2} \approx \frac{V(j,k+1,l,m) + V(j,k-1,l,m) - 2V(j,k,l,m)}{\Delta x^2} \\ \frac{\partial^2 v}{\partial^2 y^2} \approx \frac{V(j,k,l+1,m) + V(j,k,l-1,m) - 2V(j,k,l,m)}{\Delta y^2} \\ \frac{\partial^2 v}{\partial^2 z^2} \approx \frac{V(j,k,l,m+1) + V(j,k,l,m-1) - 2V(j,k,l,m)}{\Delta z^2} \\ \frac{\partial^2 v}{\partial^2 t^2} \approx \frac{V(j+1,k,l,m) + V(j-1,k,l,m) - 2V(j,k,l,m)}{T^2} \end{array} \right.$$

où $V(j,k,l,m) = v(jT, k.\Delta x, y=l.\Delta y, m.\Delta z)$.

Il faut donc non seulement connaître le déplacement v_x dans le plan de l'image, mais également le connaître autour du plan de l'image pour pouvoir estimer la dérivée seconde perpendiculaire au plan de l'image : $\partial v^2 / \partial z^2$. Dans le brevet français N°FR 9903157 et les publications en élastographie impulsionnelle, la dérivée seconde perpendiculaire au plan de l'image est éliminée de l'équation car elle ne peut être mesurée expérimentalement. En effet, v n'est mesuré que dans le plan (x,y) , seul $v(x,y)$ est connu. $\partial v^2 / \partial z^2$ ne peut être déterminée. Une hypothèse connue consiste à poser :

$$\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = 0$$

L'équation se simplifie en

$$\rho \frac{\partial^2 v_i}{\partial t^2} = \mu \left[\frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_i}{\partial y^2} \right]$$

où $i = x, y$ ou z .

5 Elle peut être résolue sans connaître les déplacements dans les plans situés de part et d'autre du plan de l'image en $z+\Delta z$ et $z-\Delta z$.

10 L'hypothèse de nullité de la dérivée seconde perpendiculaire au plan de l'image est particulièrement contraignante et ne permet pas de résoudre le problème inverse dans de bonnes conditions puisqu'il est hautement improbable que $\partial v^2 / \partial z^2$ soit nulle. Grâce au dispositif selon l'invention, la
15 dérivée manquante peut être obtenue.

Il est ainsi envisagé deux solutions pour mesurer $v(x, y, z)$ et calculer $\partial v^2 / \partial z^2$:

20 - soit on utilise une barrette 1,5 D 9 ou un transducteur étoilé permettant de focaliser en trois différents points d'élévation,

- soit on reproduit trois fois l'acquisition en déplaçant successivement la barrette en $z-\Delta z$, z et $z+\Delta z$ avec Δz choisi judicieusement de
25 manière à être voisin des résolutions obtenues en x et y ($\Delta z \cong \Delta x$ et Δy).

30 Si on utilise une barrette 1,5 D 9 ou 1,75 D, représenté sur la figure 4, on peut réaliser des images 10 dans trois plans de l'image et calculer les

déplacements dans ces trois plans situés par exemple en $z-\Delta z$, z et $z+\Delta z$. la cadence maximale est néanmoins ici réduite d'un facteur 3. On peut également utiliser un transducteur étoilé 11 dans lequel les transducteurs 12 sont répartis spatialement, comme représenté sur la figure 5.

Dans la deuxième solution, consistant à reproduire trois fois l'acquisition en déplaçant successivement la barrette en $z-\Delta z$, z et $z+\Delta z$, il est à noter qu'il faut veiller à ce que le milieu viscoélasticité à mesurer n'aie pas bougé entre deux acquisitions et à ce que la sollicitation basse fréquence appliquée soit synchronisée pour chaque position en élévation.

Dans le cas d'un balayage mécanique double, c'est-à-dire comportant soit deux barrettes 5, 6 soit une barrette se déplaçant suivant deux axes, toutes les composantes du vecteur vitesse tissulaire sont connues. Un cas plus général (milieu compressible) consiste à utiliser l'équation de Navier qui s'écrit :

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{v}}{\partial t^2} = (\lambda + \mu) \vec{\nabla}(\vec{\nabla} \cdot \vec{v}) + \mu \vec{\nabla}^2 \vec{v}$$

On peut affiner ce résultat grâce à l'équation suivante :

$$\rho \frac{\partial^2 v_i}{\partial t^2} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\lambda \frac{\partial v_j}{\partial x_j} \right] + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\mu \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \right]$$

où $v_1 = v_x$, $v_2 = v_y$, $v_3 = v_z$, $x_1 = x$, $x_2 = y$ et $x_3 = z$.

On a alors un système de trois équations et deux inconnues : $\lambda(x,y,z)$ et $\mu(x,y,z)$ car la densité ρ varie très peu dans les tissus.

5 Avec l'équation ci-dessus, on comprend pourquoi négliger les vitesses tissulaires liées aux ondes de compression est source d'erreur. Certes les vitesses tissulaires liées aux ondes de compression sont faibles comparées à celles engendrées par l'onde
10 de cisaillement, cependant leur contribution ne peut être négligée car le coefficient λ en facteur est grand devant le terme de compression. La discrétisation de cette équation peut être réalisée si les trois composantes du vecteur vitesse tissulaire sont connues.
15 En effet cette équation fait intervenir des couplages entre les évolutions des vitesses tissulaires dans toutes les directions.

 L'invention propose d'utiliser un montage
20 ou dispositif tel que représenté sur la figure 6. Ce dispositif permet de mesurer les trois composantes du vecteur vitesse tissulaire dans l'organe étudié en balayant successivement le milieu suivant trois axes différents 13, 14 et 15. La barrette 16 permet de
25 mesurer les vitesses tissulaires suivant la direction y notée u_y , la barrette 17 pour mesurer u_x et la barrette 18 pour mesurer u_z . L'utilisation d'un algorithme de mesure des déplacements transverses peut permettre de ramener le nombre de zones de balayage de trois à deux
30 en éliminant par exemple la barrette 18. Le déplacement u_z serait alors déterminé à la fois avec la barrette 16 et la barrette 17 ce qui permettrait d'effectuer une moyenne $u_z = (u_{zB1} + u_{zB2})/2$.

Un système de synchronisation permet de déplacer le transducteur 12 entre deux acquisitions, une acquisition comprenant la génération des ondes élastiques de cisaillement et l'acquisition des signaux ultrasonores. Le déplacement du système peut être réalisé par exemple avec un moteur pas à pas ou un actionneur électrodynamique.

Cette séquence d'acquisition doit être reproduite autant de fois qu'il y a de plan dans l'image. En utilisant trois barrettes 16, 17, 18 prenant chacune 128 positions différentes, le système nécessite 384 séquences d'acquisition distinctes. Le milieu étudié peut alors être segmenté en 128^3 voxels 19 de forme cubique. La cadence d'acquisition des signaux ultrasonores est comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde.

Si l'on suppose que dans le milieu étudié, les ondes de cisaillement se propage à 1 m/s et que la dimension principale de ce milieu soit 12.8 cm et que les voxels aient pour dimension 1mm^3 . La propagation de l'onde de cisaillement dans un tel milieu et sur une longueur de 12.8 cm dure 128 ms. Pour une cadence typique de 1 000 tirs par seconde, 128 tirs ultrasonores devront être réalisés pour suivre la propagation de l'onde de cisaillement. On peut alors estimer qu'au bout de 150 ms l'acquisition se termine. Supposons que le dispositif ultrasonore se déplace au bout de 500 ms et qu'une deuxième série de 128 tirs ultrasonores soit réalisée. Si on utilise trois barrettes ultrasonores afin d'accéder aux trois composantes du déplacement, il faudra environ 3 minutes (384 fois 500 ms) pour acquérir l'ensemble des données

nécessaires à la résolution du problème inverse. Ce temps de mesure peut être diminué en entrelaçant les tirs ultrasonores, 128 tirs seraient nécessaires donc une minute d'acquisition.

5

En cas de balayage, une des difficultés consiste à garder un bon couplage entre le transducteur et le milieu étudié pendant toute la durée du balayage. Dans le cas où la surface du milieu est plane, le balayage peut être réalisé en utilisant un couplant ultrasonore, par exemple un gel à base d'eau. Lorsque ce n'est pas possible ou lorsque la surface du milieu est « accidentée » nous proposons d'immerger le milieu viscoélastique dans de l'eau. Ce cas de figure est représenté sur la figure 6 où le sein 21 d'une patiente est immergé dans un réservoir 22, parallélépipédique comportant des fenêtres transparentes aux ultrasons, rempli d'eau.

Comme nous l'avons vu précédemment, le dispositif selon l'invention nécessite au moins une barrette échographique. Elle nécessite également un équipement électronique pour l'acquisition ultrasonore constitué d'émetteurs et de récepteurs ultrasonores, de convertisseurs numérique-analogique et analogique-numérique, de mémoires, de lignes de transmission numérique et analogique, etc. À cette électronique dédiée à la numérisation des signaux ultrasonores, on ajoute en général une unité de traitement qui peut être par exemple un ordinateur de type PC associé à une interface utilisateur. Les éléments mentionnés dans ce paragraphe ne sont pas représentés sur les différentes figures mais sont parfaitement connus de l'homme du métier.

Les techniques d'imagerie ultrasonore ultrarapide n'utilisent en général qu'un nombre limité d'émissions ultrasonores pour illuminer l'ensemble du milieu à imager. Elles présentent donc l'inconvénient d'envoyer moins d'énergie dans le milieu qu'un système échographique standard. En conséquence le rapport signal sur bruit chute et la dynamique de l'image ultrasonore diminue, ce qui entraîne une dégradation des données ultrasonores brutes et se répercutent dans la chaîne d'algorithmes pour dégrader les mesures d'élasticité en terme de sensibilité, de résolution, etc.

Pour pallier cet inconvénient, le dispositif de l'invention embarque une partie du susdit équipement électronique à proximité, c'est-à-dire typiquement à une distance inférieure à 50 centimètres, de la barrette ultrasonore avec comme conséquences :

- l'augmentation de la sensibilité du système,
- l'augmentation de l'énergie transmise,
- la simplification des connexions entre la partie capteur motorisé (barrette + équipement électronique embarqué) et l'unité de traitement des données (PC ou carte PC embarquée ou processeur DSP ou etc.),
- une plus grande immunité au bruit.

Ces modifications entraînent une diminution de la mobilité de la barrette qui ne serait pas compatible avec une utilisation standard en échographie car les barrettes échographiques doivent être légères et maniables.. Il est important de noter que dans le cas qui nous concerne, la mobilité de la barrette est de toute façon limitée par la course du balayage. Le poids

de la barrette a une importance moindre car la barrette n'est pas manipulée. Elle est motorisée.

5 Selon une possibilité offerte par
l'invention, le dispositif propose de placer à
proximité, soit typiquement moins de 50, de la barrette
la partie analogique d'émission et de réception, c'est-
à-dire les amplificateurs d'émission et de réception,
en conservant une transmission de signaux analogiques
10 de niveaux moyens entre la partie capteur et l'unité de
traitement. De cette façon, le trajet des signaux
analogiques d'émission forts (après amplification) et
celui des signaux de réception faibles (avant
amplification) sont réduits, par conséquent la
15 sensibilité en réception est augmentée et le transfert
d'énergie à l'émission améliorée.

 Selon une autre possibilité offerte par
l'invention, le dispositif propose de placer également
20 à proximité, toujours typiquement moins de 50 cm
(centimètre), de la barrette les convertisseurs
analogique-numérique (CAN) et numérique-analogique
(CNA) (pour l'émission et la réception) et de relier la
partie capteur et l'unité de traitement par une liaison
25 numérique à très haute vitesse (de type LVDS par
exemple). La structure du dispositif selon l'invention
ainsi réalisée entraîne les améliorations suivantes :

- le rapport signal sur bruit est augmenté en logeant
toute la partie analogique au niveau de la source. Les
30 signaux analogiques forts (émetteurs) et faibles
(récepteurs) sont concentrés au niveau du capteur et ne
parcourent plus la distance entre l'unité de traitement
et la partie capteur.

•Le bruit reçu et le bruit émis sont diminués car la connexion entre l'unité de traitement et la partie capteur devient purement numérique.

5 La connexion entre le moyen de commande/traitement et la partie capteur est simplifiée en terme de nombre de fils.

10 Si l'on suppose qu'un opérateur utilise une barrette de 128 éléments, des convertisseurs (CNA et CAN) 8 bits à 50 MHz pour l'émission et la réception. Si émission et réception sont séparées dans le temps et que toutes les voies sont actives, le taux de transfert de données numériques atteint $128 \times 8 \times 50 = 51,2$ Gbps (Giga bits par seconde). Il suffit actuellement de 17
15 connexions numériques haute vitesse à 3,125 Gbps pour transmettre ces données en temps réel. Par comparaison une solution analogique nécessiterait 128 connexions bifilaires.

20 Sur la figure 7, le dispositif selon l'invention est représenté dans un nouveau montage. Dans cette variante du dispositif, deux sondes ultrasonores 23 et 24 sont utilisées, et sont immergées dans un récipient hermétique 26, rempli d'eau ou d'un
25 autre liquide adéquat.

30 Le récipient ou boîtier hermétique est apte à tourner, par exemple d'un quart de tour, de sorte que la sonde 23 puisse non seulement balayer suivant la direction X mais également suivant la direction Z. La sonde ultrasonore 24 balaye uniquement suivant la direction Z. L'acquisition des signaux ultrasonores se fait donc en trois temps :

- balayage suivant les directions X et Z grâce aux deux sondes 23 et 24,
- rotation du récipient ou boîtier hermétique 26 par exemple d'un quart de tour, soit 90 degrés,
- balayage suivant la direction Z, grâce à la sonde 23.

Pendant les acquisitions, des vibreurs mécaniques 25, insérés dans des orifices présents sur le pourtour ou la circonférence du récipient hermétique 26, peuvent être utilisés pour engendrer des sollicitations basses fréquence. L'un des deux vibreurs mécaniques, ou les deux vibreurs mécaniques, représentés sur la figure 7 peut/peuvent être remplacé(s) par une sonde d'hyperthermie et/ou un transducteur ultrasonore utilisé en mode palpation à distance. Dans l'exemple choisi pour illustrer l'invention, les deux orifices présents dans ou sur le boîtier hermétique 26 sont situés à 90 degrés l'un de l'autre, c'est-à-dire que les vibreurs mécaniques linéaires seront disposés perpendiculaire l'un par rapport à l'autre, de manière à ce que même après une rotation d'un quart de tour (90°) du récipient 26, les vibreurs mécaniques s'étendent toujours suivant les mêmes directions, c'est-à-dire les mêmes droites qu'au préalable.

L'invention est décrite dans ce qui précède à titre d'exemple. Il est entendu que l'homme du métier est à même de réaliser différentes variantes du dispositif et du procédé pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal et l'établissement consécutif d'une représentation à deux ou trois

5

dimensions de l'élasticité, en particulier concernant la disposition ou l'agencement des différents éléments constituant ledit dispositif ou l'ordre ainsi que l'importance des étapes dudit procédé, sans pour autant sortir du cadre du brevet.

REVENDICATIONS

1. Dispositif pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, en particulier d'un sein, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore et l'établissement consécutif d'une représentation à deux ou trois dimensions de l'élasticité, comprenant au moins une barrette ultrasonore (1) comprenant une pluralité de transducteurs (12), ou analogue, un moyen d'excitation apte à générer et délivrer une sollicitation basse fréquence, directe ou indirecte, un moyen d'acquisition des signaux ultrasonores, un moyen de commande et de traitement des données, tels qu'un ordinateur, caractérisé en ce qu'il comprend un moyen de balayage apte à effectuer un balayage de la susdite barrette (1) à une dimension (1D) ou deux dimensions (2D) suivant deux directions perpendiculaires, et ainsi obtenir respectivement une représentation de la mesure d'élasticité à deux (2D) ou trois dimensions (3D).

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen de d'excitation consiste en une vibration mécanique, qui pourra être transversale, longitudinale ou plus généralement un mélange des deux.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen d'excitation consiste en une palpation à distance en utilisant la pression de radiation, soit avec le(s) transducteur(s) (12) utilisé(s) pour l'acquisition des signaux ultrasonores

soit un ou plusieurs transducteurs disposés autour du milieu viscoélastique.

5 4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen d'excitation consiste en des mouvements internes du corps humain ou animal, tels que par exemple les battements cardiaques.

10 5. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen d'excitation consiste en un ou plusieurs transducteurs d'hyperthermie, soit avec le(s) transducteur(s) utilisé(s) pour l'acquisition des signaux ultrasonores soit un ou plusieurs transducteurs disposés autour du milieu viscoélastique.

15 6. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la barrette ultrasonore est une barrette 1,5 D (9) ou un transducteur étoilé (12) permettant de focaliser en une pluralité de différents points d'élévation ; dans ce cas, le balayage étant
20 réalisé par focalisation ultrasonore.

25 7. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'espace existant entre la barrette ultrasonore (1) et le susdit milieu viscoélastique est constitué au moins en partie par de l'eau ou tout autre élément apte à assurer le libre passage des ondes ultrasonores.

30 8. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que la vibration mécanique est obtenue ou réalisée grâce à une ou plusieurs plaques vibrantes (20), piston(s) et/ou barre(s).

9. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen d'acquisition comprend des émetteurs et des récepteurs ultrasonores, des convertisseurs numérique-analogique (CNA) et analogique-numérique (CAN), des mémoires, des lignes de transmission numérique et analogique.

10. Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que les émetteurs et les récepteurs ultrasonores sont disposés à proximité de la susdite barrette ultrasonore, soit typiquement une distance inférieure à 50 centimètres.

11. Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que les convertisseurs numérique-analogique (CNA) et analogique-numérique (CAN) sont situés à proximité de la susdite barrette ultrasonore, soit une distance inférieure à 50 centimètres.

12. Dispositif selon la revendication 11, caractérisé en ce que l'ensemble constitué des transducteurs ultrasonores et de leur électronique embarquée est relié au moyen de commande et de traitement par une liaison numérique à très haute vitesse, par exemple de type LVDS.

13. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend deux barrettes ultrasonores (5) et (6).

14. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend trois barrettes (16, 17, 18) aptes respectivement à mesurer les vitesses tissulaires suivant les directions y, x et z.

15. Dispositif selon la revendication 13, caractérisé en ce que les deux barrettes (23 et 24) sont immergées dans un récipient hermétique (26) rempli d'un liquide, par exemple de l'eau.

16. Dispositif selon la revendication 15, caractérisé en ce que le récipient hermétique (26) est relié à un moyen de rotation apte à faire tourner ledit récipient (26).

17. Dispositif selon la revendication 15, caractérisé en ce que le récipient hermétique (26) comprend une pluralité d'orifices dans lesquelles sont introduits respectivement un vibreur mécanique (25) et/ou un transducteur ultrasonore.

18. Dispositif selon la revendication 15, caractérisé en ce que les orifices sur ou dans le boîtier hermétique (26) sont situés à 90° (degrés) les uns des autres ou l'un de l'autre.

19. Procédé pour la mesure de l'élasticité d'un organe humain ou animal, en particulier d'un sein, ou plus généralement tous milieux viscoélastiques présentant un signal ultrasonore après illumination ultrasonore et l'établissement consécutif d'une représentation à deux ou trois dimensions de l'élasticité, comprenant au moins une barrette ultrasonore (1), ou analogue, un moyen d'excitation apte à engendrer des déplacements basse fréquence, un moyen d'acquisition des signaux ultrasonores, un moyen de commande et de traitement des données, tels qu'un ordinateur, un moyen de balayage apte à effectuer un

balayage de la susdite barrette (1) à une dimension (1D) ou deux dimensions (2D), et ainsi obtenir respectivement une représentation de la mesure d'élasticité à deux (2D) ou trois dimensions (3D), caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- génération d'une sollicitation, ou signal, basse fréquence et acquisition de signaux ultrasonores,

- déplacements de la barrette grâce au moyen de balayage, suivant deux directions perpendiculaires,

- calcul des images ultrasonores,

- calcul des vitesses tissulaires,

- inversion des données consistant à récupérer les paramètres qui décrivent ledit milieu viscoélastique.

20. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce que la sollicitation, ou signal, basse fréquence présente une fréquence comprise entre 5 Hz et 1000 Hz.

21. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une étape de calcul des vitesses de déformation tissulaire.

22. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce qu'au cours de l'étape de calcul des vitesses tissulaires, les dérivées seconde de la composante longitudinale de ladite vitesse suivant les trois directions orthogonales de l'espace sont mesurées.

23. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce qu'au cours de l'étape de calcul des vitesses tissulaires, les dérivées spatiales des trois composantes, suivant les trois directions de l'espace, de ladite vitesse sont mesurées.

24. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce que l'acquisition de signaux ultrasonores s'effectue en émettant avec les transducteurs ultrasonores (12) une impulsion qui est réfléchiée par les particules contenues dans le milieu viscoélastique.

25. Procédé selon les revendications 19 et 24, caractérisé en ce que l'acquisition de signaux ultrasonores est réalisée à une cadence $1/T$, typiquement comprise entre 100 Hz et 100 000 Hz, T étant la période entre deux émissions ultrasonores.

26. Procédé selon la revendication 19, caractérisé en ce que le déplacement de la barrette est réalisé par un balayage mécanique ou par un balayage ultrasonore en élévation, en particulier dans le cas de l'utilisation d'une barrette 1,5 D ou 1,75 D.